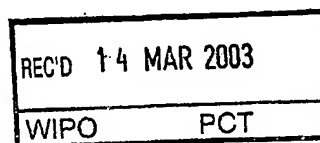


BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

PCT / IB 0 5 / 0 0 8 9 2
10 MAR 2003

10 / 507200

09 SEP 2004



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 11 016.6

Anmeldetag: 13. März 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE

Bezeichnung: Röntgengerät mit lageveränderlichem Röntgen-
detektor

IPC: G 01 N, G 01 T, H 05 G

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 30. Juli 2002
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Ebert

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

A 9161
06/00
EDV-L

BEST AVAILABLE COPY

13.03.02

PHDE020067



BESCHREIBUNG

Röntgengerät mit lageveränderlichem Röntgendetektor

- Die Erfindung betrifft ein Röntgengerät mit einer Röntgenquelle zur Emission eines kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels und einem Röntgendetektor zur Erfassung der Röntgenstrahlung nach Durchtreten eines entlang einer Objektachse angeordneten Untersuchungsobjekts, während die Röntgenquelle und der Röntgendetektor entlang einer Trajektorie verfahren werden. Die Erfindung betrifft außerdem ein entsprechendes Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen sowie ein Computerprogramm zur Umsetzung des Verfahrens. Die Erfindung betrifft insbesondere ein C-Arm Röntgensystem mit einem flachen, rechteckigen Röntgendetektor.

- Ein solches Röntgengerät ist allgemein bekannt und wird zur Erstellung von Röntgenaufnahmen vielfach benutzt. Röntgenquelle und Röntgendetektor sind dabei meist gegenüberliegend an einem C-Arm befestigt, und werden zur Erfassung von Kegelstrahlprojektionen des Untersuchungsbereichs eines Untersuchungsobjekts, insbesondere eines Patienten, entlang einer vorgegebenen Trajektorie um das Untersuchungsobjekt herum verfahren. Aus den erfassten Sätzen von Kegelstrahlprojektionen kann dann ein 3D-Bild des Untersuchungsbereichs rekonstruiert werden. Als Röntgendetektor werden vielfach analog arbeitende Röntgenbildverstärker mit einer kreisförmigen Detektorfläche eingesetzt. Zukünftig wird jedoch auch der Einsatz von digital arbeitenden flachen Röntgendetektoren mit rechteckiger, nicht notwendigerweise quadratischer Detektorfläche zunehmen.

- Aus der JP 11226001 A ist ein C-Arm Röntgengerät mit einem flachen Röntgendetektor bekannt, bei der der Röntgendetektor um eine senkrecht auf der Detektorfläche und durch deren Mittelpunkt verlaufenden Rotationsebene rotiert werden kann, um einen Verstellwinkel des L-Armes des C-Arm-Röntgensystems auszugleichen und somit während der Erfassung von Röntgenstrahlung immer die gleiche Orientierung des Röntgendetektors zu gewährleisten.

Aus der US 4,541,293 ist ein Röntgengerät bekannt, bei dem die Röntgenquelle an einem gekrümmten Schienenelement verfahrbar gegenüber einem fest angeordneten Röntgendetektor angeordnet ist, um besondere Röntgenuntersuchungen zu ermöglichen.

- 5 Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Größe des rekonstruierbaren Untersuchungsbereichs zu maximieren, ohne die Größe des Röntgendetektors zu erhöhen. Außerdem sollen abgeschnittene Projektionen in zur Objektachse transversaler Richtung weitestmöglich vermieden werden, um eine möglichst gute Bildqualität der rekonstruierten Bilder zu erreichen.

- 10 Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein eingangs genanntes Röntgengerät, welches ferner gekennzeichnet ist durch Mittel zur Veränderung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors relativ zur Röntgenquelle und durch eine Steuereinheit zum Verfahren der Röntgenquelle und des Röntgendetektors entlang der
- 15 Trajektorie und zur Steuerung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors während der Erfassung der Röntgenstrahlung.

- Der Erfindung liegt dabei der Gedanke zugrunde, dass es bei manchen Trajektorien, wie sie beispielsweise in der deutschen Patentanmeldung 100 63 442.7 (PHDE000232)
- 20 beschrieben sind, vorteilhaft ist, die Position und/oder die Orientierung eines rechteckigen Röntgendetektors relativ zur Röntgenquelle während der Erfassung der Röntgenstrahlung so zu verändern, dass der rekonstruierbare Untersuchungsbereich maximiert wird. Die Steuerung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors wird dabei von einer geeigneten Steuereinheit vorgenommen, wobei die genaue
- 25 Steuerung von verschiedenen Faktoren wie beispielsweise dem Verlauf der Trajektorie und dem Seitenverhältnis der sensitiven Detektorfläche des Röntgendetektors abhängt.

- Vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Röntgengeräts sind in den Unteransprüchen angegeben. Ein Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen mittels
- 30 eines erfindungsgemäßen Röntgengeräts ist in Anspruch 10 angegeben. Die Erfindung betrifft außerdem auch ein Computerprogramm mit Programmmitteln zur Veranlassung

- eines Computers zur Steuerung eines Röntgengeräts nach Anspruch 1 entsprechend dem erfindungsgemäßen Verfahren, wenn das Computerprogramm auf einem Computer läuft.
- In einer ersten vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Röntgengeräts ist die Verwendung eines flachen, rechteckigen, um die zwischen Fokuspunkt der Röntgen-
- 5 quelle und Zentrum des Röntgendetektors liegende Verbindungsachse rotierbaren Röntgendetektors vorgesehen. Dabei ist die Steuereinheit so ausgestaltet, dass während der Erfassung der Röntgenstrahlung einer der Ränder des rechteckigen Röntgendetektors rechtwinklig zur Objektachse angeordnet ist. Da flache Röntgendetektoren meist nicht-quadratisch ausgestaltet sind, wird die Orientierung des Röntgendetektors
- 10 also so gesteuert, dass entweder die kurzen oder die langen Ränder des rechteckigen Röntgendetektors rechtwinklig zur Objektachse liegen, also beispielsweise bei Untersuchung eines Patienten, der auf einem Patiententisch liegt, rechtwinklig zur Patientenlängsachse.
- 15 Bevorzugte Weiterbildungen dieser Ausgestaltung sind in den Ansprüchen 3 und 4 angegeben. Bei manchen Trajektorien genügt es, die gewünschte Orientierung des Röntgendetektors vor Beginn des Durchlaufens einzustellen und dann während des Durchlaufens konstant zu halten. Bei anderen Trajektorien muss während des Durchlaufens die Orientierung des Röntgendetektors ständig verändert werden.
- 20 In einer zweiten Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, dass die Mittel zur Veränderung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors derart ausgestaltet sind, dass der Winkel zwischen dem Zentralröntgenstrahl des Röntgenstrahlenbündels und der zwischen Fokuspunkt der Röntgenquelle und Zentrum des Röntgendetektors
- 25 liegenden Verbindungsachse einen von Null verschiedenen Wert annehmen kann, und dass die Steuereinheit derart ausgestaltet ist, dass während der Erfassung der Röntgenstrahlung wenigstens zwei unterschiedliche Winkelstellungen eingestellt werden.
- Diese Ausgestaltung ermöglicht die Benutzung eines kleineren Röntgendetektors, um
- 30 trotzdem den Effekt eines größeren Röntgendetektors zu erzielen, also Röntgenprojektionen aus mehr Positionen als mit einem fest angeordneten kleinen Röntgen-

detektor zu erfassen. Auch dadurch kann insgesamt der rekonstruierbare Untersuchungsbereich vergrößert werden, so dass auch das Problem der abgeschnittenen Projektionen verringert wird.

- 5 Bevorzugte Weiterbildungen dieser Ausgestaltung sind in den Ansprüchen 6 bis 9 angegeben. Demnach ist der Röntgendetektor zur Veränderung seiner Position und/oder Orientierung an einer oder mehreren Schienen angebracht. Bevorzugt ist eine Schiene vorgesehen, die ein seitliches Verschieben des Röntgendetektors aus der C-Arm-Ebene heraus ermöglicht. Denkbar ist jedoch auch ein Verschieben des Röntgendetektors
- 10 innerhalb der C-Arm-Ebene, insbesondere in C-Arm-Richtung. Die Schiene kann sowohl gerade ausgestaltet sein, ist jedoch bevorzugt um den Fokuspunkt der Röntgenquelle gekrümmt, um somit immer eine optimale Ausrichtung des Röntgendetektors auf die Röntgenquelle hin zu erhalten. Insbesondere wird dadurch erreicht, dass ein Antistreu-
- 15 strahlungsgitter, das bevorzugt an dem Röntgendetektor befestigt ist, immer auf die Röntgenquelle fokussiert bleibt.

- Weiter ist bevorzugt vorgesehen, dass, gemäß der Weiterbildung nach Anspruch 9, jede Trajektorie mehrfach durchlaufen wird, wobei der Röntgendetektor bei jedem Durchlauf in eine andere Winkelstellung gefahren wird, also bezüglich der Röntgenquelle eine
- 20 andere Position und/oder Orientierung aufweist. Dadurch können Röntgenprojektionen aus den gewünschten unterschiedlichen Richtungen erfasst werden, die die Rekonstruktion eines möglichst großen Untersuchungsbereichs erlauben.

- Die Maßnahmen nach den Ansprüchen 2 und 5 können vorteilhaft auch gemeinsam bei
- 25 einem Röntgengerät eingesetzt werden.

- Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:
- Figuren 1a, b eine erste Ausgestaltung eines erfindungsgemäßen Röntgengeräts,
- Figuren 2 bis 6 unterschiedliche mit dem erfindungsgemäßen Röntgengerät
- 30 einstellbare Trajektorien, und
- Figuren 7 und 8 eine zweite Ausgestaltung eines erfindungsgemäßen Röntgengeräts in verschiedenen Ansichten.

Eine erste Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Röntgeneinrichtung ist in Figur 6a gezeigt. Bei diesem C-Arm-Röntgengerät sind an einander gegenüberliegenden Seiten des C-Arms 1 eine Röntgenquelle 2 und ein Röntgendetektor 3 angeordnet. Der C-Arm 1 ist um eine Propellerachse 4 und eine C-Arm-Achse 9 mittels einer C-Arm-Halterung

- 5 10 rotierbar gelagert. Die C-Arm-Achse ist in der vorliegenden Darstellung senkrecht zur Zeichenebene orientiert und verläuft durch ein Isozentrum 8. Der C-Arm 1 ist mittels eines L-Arms 6 um eine L-Arm-Achse 7 drehbar gelagert. Zur Steuerung des Röntgengeräts ist eine Steuereinheit 11 vorgesehen. Zur Erfassung von Kegelstrahlprojektionen ist das Untersuchungsobjekt, beispielsweise ein Patient, auf einem Patiententisch 5
- 10 liegend, angeordnet, so dass die Patientenlängsachse der Propellerachse 4 in der gezeigten Stellung des C-Arms 1 entspricht.

- Ein solches C-Arm-Röntgengerät wird häufig dazu benutzt, einen Satz von Kegelstrahlprojektionen des Untersuchungsbereichs eines Patienten zu erfassen, während die
- 15 Röntgenquelle entlang einer vorgegebenen Trajektorie um den Untersuchungsbereich herum bewegt wird. Ein 3D-Bild des Untersuchungsbereichs kann dann aus den erfassten Sätzen von Kegelstrahlprojektionen rekonstruiert werden. Die Form des Kegelstrahls wird dabei bestimmt durch die Form der sensitiven Detektorfläche, den
- 20 Abstand zwischen Röntgenquelle und Röntgendetektor und einen möglicherweise zwischen Röntgenquelle und Patient befindlichen Kollimator. Der Abstand zwischen Röntgenquelle und Isozentrum beträgt typischerweise etwa 80cm, der Abstand zwischen Detektor und Isozentrum beträgt typischerweise etwa 40cm. Derzeit wird vielfach als Röntgendetektor ein Röntgenbildverstärker verwendet, der üblicherweise eine kreis-
- 25 überschreitet. Zukünftig werden jedoch vermehrt flache dynamische Röntgendetektoren verwendet werden, die eine rechteckige sensitive Detektorfläche aufweisen; beispielsweise der Größe 40cm x 30cm.

- C-Arm-Röntgengeräte sind im allgemeinen isozentrisch ausgestaltet. Daraus resultiert,
- 30 dass die Trajektorie der Röntgenquelle auf eine isozentrische Kugelhülle begrenzt ist. Der Zentralröntgenstrahl von der Röntgenquelle zum Röntgendetektor durchtritt dabei

immer das Isozentrum. Die Trajektorie des Röntgendetektors ist durch die Trajektorie der Röntgenquelle bestimmt. Die Längsachse eines auf einem Patiententisch liegenden Patienten soll nachfolgend als Objektachse bezeichnet werden. Die Richtung senkrecht zu dieser Objektachse wird im folgenden als transversal bezeichnet.

5

Die Form des Kegelstrahls und der Trajektorie bestimmen das größte Volumen, dessen Inhalt mit ausreichender Genauigkeit rekonstruiert werden kann. Dieses Volumen wird als das rekonstruierbare Volumen bezeichnet. Davon zu unterscheiden ist das zu rekonstruierende Volumen. Diese beiden Volumina können, müssen aber nicht identisch sein.

10

Das zu rekonstruierende Volumen sollte jedoch als eine Teilmenge des rekonstruierbaren Volumens gewählt sein.

15

Aus praktischen Gründen ist die Trajektorie oft als Kreisbogen ausgestaltet, der in der transversalen Ebene durch das Isozentrum verläuft und einen Winkel von etwa 220°

15

aufspannt. Eine solche Trajektorie ist in Figur 2 gezeigt. Sie kann dadurch realisiert werden, dass der C-Arm entweder um die C-Arm-Achse oder um die Propellerachse des Röntgengeräts rotiert wird. Im ersten Fall ist der L-Arm des C-Arm-Röntgengeräts auf der Seite des Patienten angeordnet, während er im zweiten Fall beim Kopf des Patienten angeordnet ist. Wenn der Detektor ein Röntgenbildverstärker ist, wird das rekonstruier-

20

bare Volumen mit der größten isozentrischen Kugel identifiziert, die von allen Kegelstrahlen entlang des Kreisbogens bedeckt ist. Der Durchmesser dieser Kugel beträgt typischerweise 20 bis 30cm. Wenn der Röntgendetektor ein flacher dynamischer

25

Detektor ist, wird der längere Rand der rechteckigen Detektorfläche entweder senkrecht oder parallel zur C-Arm-Achse orientiert. Für die in Figur 1 gezeigte Trajektorie ist der längere Rand dann entweder senkrecht oder parallel zur Objektachse. In diesem Fall umfasst das rekonstruierbare Volumen den größten isozentrischen, längsförmig orientierten Zylinder, der durch alle Kegelstrahlen entlang der kreisbogenförmigen Trajektorie bedeckt ist. Der Durchmesser dieses Zylinders beträgt typischerweise zwischen 20 und 30cm, seine Länge zwischen 15 und 20cm.

30

In beiden Fällen ist das zu rekonstruierende Volumen identisch zu dem rekonstruierbaren Volumen gewählt. Die Rekonstruktion selbst wird mittels des Algorithmus von Feldkamp, Davis und Kress durchgeführt, wobei zu berücksichtigen ist, dass die Trajektorie kein vollständiger Kreis ist und in der Praxis auch ein wenig von der idealen Trajektorie abweicht. Außerdem muss berücksichtigt werden, dass der Kegelstrahl nicht den gesamten Patienten bedeckt, so dass in der Praxis die erfassten Kegelstrahlprojektionen abgeschnitten sind.

Für eine genaue Rekonstruktion des Inhalts des rekonstruierbaren Volumens müssen die gemessenen Daten genaue Schätzungen der Linienintegrale der Röntgenschwächungskoeffizienten des Patienten entlang genau bekannter Linien der Integration repräsentieren. Es ist außerdem erforderlich, dass die gemessenen Sätze von Kegelstrahlprojektionen entsprechend quantisiert und abgetastet sind. Jedoch kann auch ein in dieser Weise rekonstruiertes Bild erhebliche Fehler aufweisen, insbesondere an den Rändern des rekonstruierbaren Volumens. Dies wird z. T. dadurch verursacht, dass bei einer kreisbogenförmigen Trajektorie die sogenannte Vollständigkeitsbedingung verletzt wird und dass die Kegelstrahlprojektionen abgeschnitten werden. Derartige Fehler steigen mit dem Öffnungswinkel des Kegelstrahls bei einem Röntgenbildverstärker oder mit dem Öffnungswinkel des Kegelstrahls in Längsrichtung bei einem flachen, rechteckigen Röntgendetektor. Diese Winkel hängen ihrerseits von der Größe des Detektors ab.

Die genannte Vollständigkeitsbedingung besagt, dass jede Ebene, die das zu rekonstruierende Volumen schneidet, auch die Trajektorie schneiden muss. Genauer gesagt besteht hinsichtlich der Erfüllung oder Verletzung der Vollständigkeitsbedingung eine Wechselwirkung zwischen einer gegebenen Trajektorie und einem gegebenen Volumen. Eine genauere Erläuterung der Vollständigkeitsbedingung findet sich in der oben genannten deutschen Patentanmeldung 100 63 442.7 (PHDE000232), auf die hiermit ausdrücklich Bezug genommen wird.

Eine ebene Trajektorie einschließlich eines Kreisbogens kann nicht vollständig sein bezüglich irgendeines Volumens. Es ist jedoch möglich, zwei Kreisbögen zu benutzen,

deren Achsen sich im Isozentrum schneiden und einen Winkel einschließen, wie in Figur 3 gezeigt ist. In diesem Fall besteht die Trajektorie tatsächlich aus zwei separaten Teilstücken. Entsprechend erfolgt die Erfassung der Kegelstrahlprojektionen in zwei Durchläufen. Bei der in Figur 3 gezeigten Trajektorie wird jeder Kreisbogen durch eine Drehung des C-Arms um seine C-Arm-Achse erzeugt, wobei die Stellung des C-Bogenhalters jedes Mal verschieden ist. Der L-Arm befindet sich an der Seite des Patienten. Eine alternative Möglichkeit ist in Figur 4 gezeigt. Hierbei wird jeder Kreisbogen durch eine Drehung um die Propellerachse erzeugt, wobei die Stellung des L-Arms jedes Mal verschieden ist. Es können auch Trajektorien benutzt werden, die vollständig sind und aus nur einem einzigen Stück bestehen, so dass nur ein einziger Durchlauf erforderlich ist. Solche Trajektorien erfordern ein C-Arm-Röntgengerät, das eine Rotation der C-Arm-Achse während des Durchlaufs ermöglicht, entweder um die Propellerachse oder die L-Arm-Achse. In den Figuren 5 und 6 sind zwei Beispiele solcher Trajektorien gezeigt. Solche Trajektorien und geeignete Röntgengeräte zur Nutzung derartiger Trajektorien sind ebenfalls in der deutschen Patentanmeldung 100 63 442.7 (PHDE000232) genannt.

Für eine gegebene nicht-planare Trajektorie und eine gegebene Form des Kegelstrahls kann das größte Volumen gefunden werden, für das die genannte Vollständigkeitsbedingung erfüllt ist. Sofern das Untersuchungsobjekt vollständig in dieses Volumen passt, kann es exakt rekonstruiert werden. Für nicht-planare Trajektorien wird dieses Volumen dann als das rekonstruierbare Volumen angesehen. Im allgemeinen hat das rekonstruierbare Volumen eine komplizierte Form, die nur sehr schwierig explizit zu charakterisieren ist.

Wenn jedoch der Röntgendetektor ein Röntgenbildverstärker ist, dann ist das rekonstruierbare Volumen wieder die größte isozentrische Kugel, die von allen Kegelstrahlen entlang der jetzt nicht-planaren und vorzugsweise vollständigen Trajektorie bedeckt ist. Wie im Fall des vorstehend diskutierten Kreisbogens wird dann das zu rekonstruierende Volumen gleich dem rekonstruierbaren Volumen gewählt werden.

Wenn andererseits der Röntgendetektor ein flacher, rechteckiger Röntgendetektor ist, ist das rekonstruierbare Volumen im allgemeinen nicht mehr ein isozentrischer längsorientierter Zylinder. Dennoch wird vorzugsweise das zu rekonstruierende Volumen als genau solch ein Zylinder gewählt werden, da dies der dreidimensionalen Bildgebung einer transversalen dicken Scheibe des Patienten entspricht. Bei gegebenem rekonstruierbarem Volumen existiert dann ein größter isozentrischer längsorientierter Zylinder innerhalb des rekonstruierbaren Volumens, der als der rekonstruierbare Zylinder bezeichnet werden soll. Zwar kann versucht werden, außerhalb des rekonstruierbaren Zylinders oder Volumens zu rekonstruieren; dies wird jedoch vermehrt zu Fehlern außerhalb des rekonstruierbaren Volumens führen.

Für manche Trajektorien, z.B. die in den Figuren 3 bis 6 gezeigten Trajektorien, ist der lange Rand des Detektors beim Durchlaufen der Trajektorie im allgemeinen nicht länger senkrecht oder parallel zur Objektachse orientiert. Dies führt zu einer Verringerung der Höhe oder des Durchmessers des rekonstruierbaren Zylinders. Bei gegebener nicht-planarer Trajektorie und bei vorzugsweiser Verwendung eines flachen, rechteckigen Röntgendetektors soll demnach erfindungsgemäß die Detektorfläche so orientiert werden, dass die Größe des rekonstruierbaren Zylinders maximiert wird.

Erfindungsgemäß sind deshalb bei dem in Figur 1a gezeigten Röntgengerät Mittel 12 vorgesehen, mit denen der flache rechteckige Röntgendetektor 3 um die zwischen Fokuspunkt der Röntgenquelle 2 und Zentrum des Röntgendetektors 3 liegende Verbindungsachse 13 rotiert werden kann. Die Mittel 12 können dazu beispielsweise ein motorgetriebenes Gelenk umfassen, das eine solche Rotation des Röntgendetektors 3 in einer Ebene senkrecht zur Verbindungsachse 13 ermöglicht. Die Steuereinrichtung 11 ist dabei so ausgestaltet, dass während der Erfassung der Röntgenstrahlung durch den Röntgendetektor entweder der kurze Rand 31 oder der lange Rand 32 (siehe Figur 1b) des rechteckigen Detektors 3 immer senkrecht zur Objektachse angeordnet ist. Der Durchmesser des rekonstruierbaren Zylinders wird maximiert, wenn der längere Rand 32 des Röntgendetektors 3 immer rechtwinklig zur Objektachse während der Datenerfassung ausgerichtet ist. Die Länge des rekonstruierbaren Zylinders wird maximiert,

wenn der längere Rand 32 des Detektors 3 immer parallel zur Objektachse ausgerichtet wird.

Um die Orientierung des Röntgendetektors 3 bezüglich des C-Arms 1 zu spezifizieren, wird ein rechtshändiges kartesisches Koordinatensystem mit den Koordinaten x, y, z mit dem Ursprung im Isozentrum 8 eingeführt, das sogenannte Laborsystem. Die Trajektorie der Röntgenquelle 2 wird durch einen Vektor $a(s)$ im Laborsystem beschrieben, wobei der Parameter s die Position entlang der Trajektorie beschreibt. Entsprechend wird die Trajektorie des Zentrums des rechteckigen Detektors 3 durch einen Vektor $b(s)$ beschrieben. Ferner wird ein lokales, rechtshändiges kartesisches Koordinatensystem mit den Koordinaten u, v, w an dem Detektor 3 eingeführt. Der Ursprung dieses Koordinatensystems ist dabei der Vektor $b(s)$. Die u -Achse zeigt entlang des längeren Randes 32 der Detektorfläche 3, die v -Achse zeigt entlang des kürzeren Randes 31 der Detektorfläche 3 und die w -Achse zeigt zu der Röntgenquelle 2, so dass die w -Achse mit dem Zentralstrahl 13 des Kegelstrahls übereinstimmt. An jeder Position s kann die Achse des C-Arms 1 durch einen Einheitsvektor beschrieben werden. Die isozentrische Ebene, die senkrecht zu diesem Vektor angeordnet ist, ist die sogenannte C-Arm-Ebene. Der Winkel zwischen der u -Achse und der C-Arm-Ebene entspricht in der gezeigten Stellung des C-Arms 1 der Zeichenebene. Der Winkel zwischen der u -Achse und der C-Arm-Ebene wird mit $\alpha(s)$ bezeichnet. Dieser Winkel wird benutzt, um die Orientierung des Röntgendetektors 3 bezüglich des C-Arms 1 zu charakterisieren.

Wenn sich der L-Arm beim Durchlaufen der Trajektorie in der in Fig. 1 gezeigten Grundstellung befindet, wie dies bei der in Figur 2 gezeigten Trajektorie der Fall ist, werden nur zwei Orientierungen tatsächlich benötigt, und die gewählte Orientierung wird während der gesamten Datenerfassung konstant gehalten. Die erste Orientierung ist $\alpha(s) = 0$, so dass der längere Rand 32 des Detektors 3 parallel zur C-Arm-Ebene und somit auch zur Objektachse angeordnet ist, während der kürzere Rand 31 senkrecht zur C-Arm-Ebene und zur Objektachse liegt. Dies ist in der gezeigten Stellung des C-Arms 1 in Figur 1a der Fall.

Die zweite Orientierung ist $\alpha(s) = \pi/2$, bei der der längere Rand 32 senkrecht zur C-Arm-Ebene und der kürzere Rand 31 parallel zur C-Arm-Ebene liegen. Der längere Rand 32 liegt dabei erneut parallel zur Objektachse, während der kürzere Rand 31 erneut senkrecht zur Objektachse liegt. Die Wahl der zwei Orientierungen hängt davon ab, ob
5 die kreisbogenförmige Trajektorie durch eine Rotation um die C-Arm-Achse 9 oder um die Propellerachse 4 erfolgt und ob die Höhe des rekonstruierbaren Zylinders oder dessen Durchmesser maximiert werden soll.

Wenn sich der L-Arm beim Durchlaufen der Trajektorie nicht in der in Fig. 1 gezeigten
10 Grundstellung befindet, wie dies bei den in den Figuren 3 bis 6 gezeigten Trajektorien der Fall ist, muss die Orientierung des Röntgendetektors im Allgemeinen während der Datenakquisition ständig nachgeführt werden. Der entsprechende Winkel $\alpha(s)$, der die gewünschte Orientierung ergibt, wird dabei im voraus bei Festlegung der Trajektorie berechnet. Mittels der Verstellmittel 12 und der Steuereinheit 11 wird die Orientierung
15 des Röntgendetektors 3 dann während der Datenakquisition ständig korrekt eingestellt, so dass entweder der lange oder der kurze Rand des Röntgendetektors senkrecht zur Objektachse angeordnet ist.

Eine zweite Ausgestaltung eines erfindungsgemäßen Röntgengeräts ist in den Figuren 7
20 und 8 gezeigt. Figur 7 zeigt dabei eine Frontansicht des C-Bogens 1, von der Propellerachse 4 aus gesehen; Figur 8 zeigt eine Seitenansicht des Röntgengeräts. Bei dieser Ausgestaltung sind Mittel vorgesehen, um den Röntgendetektor 3 „seitwärts“ entweder entlang der u-Achse oder der v-Achse aus seiner (in Figur 1a gezeigten) zentralen normalen Position relativ gegenüber der Position der Röntgenröhre 2 zu bewegen, ohne
25 dass der gesamte C-Arm 1 bewegt wird. Der Röntgendetektor 3 kann somit asymmetrisch bezüglich des zentralen Röntgenstrahls 16 angeordnet werden. Der Röntgendetektor 3 ist dazu beispielhaft, wie in den Figuren 7 und 8 gezeigt ist, mittels eines Schlittens 15 an einer Schiene 14 angebracht, die kreisbogenförmig um den Fokuspunkt der Röntgenquelle 2 herum gekrümmt ist. Die Krümmung der Schiene 14
30 stellt dabei sicher, dass ein (nicht gezeigtes) Antistreustrahlungsgitter, das üblicherweise an dem Röntgendetektor 3 angebracht ist, immer auf die Röntgenröhre fokussiert bleibt.

Der Winkel zwischen der Zentralstrahlachse 16 und der Verbindungsachse 13 zwischen Fokuspunkt der Röntgenröhre 2 und dem Mittelpunkt des Röntgendetektors 3 kann somit einen von 0 verschiedenen Wert annehmen.

- 5 Im einfachsten und allgemeinsten Fall werden zwei Durchläufe durch jeden Abschnitt der Trajektorie gemacht, wobei der Röntgendetektor 3 im ersten Durchlauf an das eine Ende der Schiene 15 verschoben und im zweiten Durchlauf an das andere Ende verschoben wird. In jedem Durchlauf wird dann jeweils die Hälfte der erforderlichen großen Kegelstrahlprojektionen erfasst, vorzugsweise mit geringfügiger Überlappung der beiden
- 10 Hälften. Die beiden Hälften werden dann kombiniert, um effektiv die Daten zu ergeben, die mit einem Röntgendetektor doppelter Größe in Verschiebungsrichtung in einem einzigen Durchlauf gemessen worden wären.

- Es ist auch möglich, mehr als zwei Positionen des Röntgendetektors entlang der Schiene
- 15 14 mit entsprechend mehr Durchläufen durch jeden Abschnitt der Trajektorie zu nutzen. Weiter ist es möglich, zusätzlich den Röntgendetektor rotierbar auszugestalten, wie in Figur 1a gezeigt ist, so dass der Röntgendetektor sowohl seitlich verschoben als auch um seine zentrale Achse rotiert werden kann beim Durchlaufen von Trajektorien. Statt einer gekrümmten Schiene 14 könnte auch eine geradlinige Schiene verwendet werden,
- 20 beispielsweise parallel zur C-Arm-Achse 9, wobei dann ein Antistreustrahlungsgitter nicht mehr ständig fokussiert wäre.

- Mit der in den Figuren 7 und 8 gezeigten Möglichkeit der seitlichen Verschiebung des Röntgendetektors 3 kann der gewünschte Effekt eines großflächigen Röntgendetektors
- 25 mit einem deutlich kleinflächigeren Röntgendetektor erreicht werden. Dies ermöglicht einen rekonstruierbaren Zylinder, der groß genug ist, eine transversale dicke Scheibe des Patienten vollständig zu umhüllen. In transversaler Richtung abgeschnittene Projektionen können somit weitgehend vermieden werden, ohne dass die Detektorfläche weiter vergrößert wird.

13.03.02

PHDE020067

27

Bei den gezeigten Ausgestaltungen der Röntgengeräte wird vorzugsweise ein justierbarer Kollimator eingesetzt zwischen der Röntgenquelle und dem Untersuchungsobjekt. Ferner sollte der Kollimator während der Datenerfassung derart justiert werden, dass nur derjenige Teil des Kegelstrahls, der den Detektor auch treffen kann, durchgelassen wird.

- 5 Ferner ist vorteilhaft vorgesehen, dass die Röntgenquelle einen Kegelstrahl emittiert, der breit genug ist, um den Röntgendetektor in allen möglichen Orientierungen und Positionen vollständig auszuleuchten.

- 10 Weiter kann auch vorgesehen sein, dass der Detektor entlang des zentralen Röntgenstrahles verschiebbar ist. Damit lässt sich der Abstand zwischen Detektor und Isozentrum verändern. Während des Durchlaufens einer Trajektorie wird dieser Abstand konstant gehalten.

PATENTANSPRÜCHE

1. Röntgengerät mit einer Röntgenquelle (2) zur Emission eines kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels und einem Röntgendetektor (3) zur mehrfachen Erfassung der Röntgenstrahlung nach Durchtreten eines entlang einer Objektachse (4) angeordneten Untersuchungsobjekts, während die Röntgenquelle (2) und der Röntgendetektor (3) entlang einer Trajektorie verfahren werden,
- 5 gekennzeichnet durch Mittel (12, 14, 15) zur Veränderung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors (3) relativ zur Röntgenquelle (2) und durch eine Steuereinheit (11) zum Verfahren der Röntgenquelle (2) und des Röntgendetektors (3) entlang der Trajektorie und zur Steuerung der Position und/oder Orientierung des
- 10 Röntgendetektors (3) während der Erfassung der Röntgenstrahlung.
2. Röntgengerät nach Anspruch 1;
- gekennzeichnet durch einen flachen, rechteckigen, um die zwischen Fokuspunkt der Röntgenquelle (2) und Zentrum des Röntgendetektors (3) liegende Verbindungsachse
- 15 (13) rotierbaren Röntgendetektor (3), wobei die Steuereinheit (11) zur Steuerung der Orientierung des Röntgendetektors (3) derart ausgestaltet ist, dass während des Durchlaufens der Trajektorie einer der Ränder (31, 32) des Röntgendetektors (3) immer rechtwinklig zur Objektachse (4) angeordnet ist.

13.03.03

PHDE020067

19

3. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Steuereinheit (11) bei kreisbogenförmigen Trajektorien ausgestaltet ist zur
Einstellung der Orientierung des Röntgendetektors (3) vor Beginn des Durchlaufens
5 jeder Trajektorie derart, dass einer der Ränder (31, 32) des Röntgendetektors (3)
rechtwinklig zur Objektachse (4) angeordnet ist, und dass während des Durchlaufens der
Trajektorie die Orientierung des Röntgendetektors (3) konstant gehalten wird.
- 10 4. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Steuereinheit (11) zur Einstellung der Orientierung während des Durchlaufens
einer Trajektorie bei jeder Veränderung der Position der Röntgenquelle (2) ausgestaltet
ist.
- 15 5. Röntgengerät nach Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Mittel (14, 15) zur Veränderung der Position und/oder Orientierung des
Röntgendetektors (3) derart ausgestaltet sind, dass der Winkel zwischen dem
Zentralröntgenstrahl (16) des Röntgenstrahlenbündels und der zwischen Fokuspunkt der
20 Röntgenquelle (2) und Zentrum des Röntgendetektors (3) liegenden Verbindungssachse
(13) einen von Null verschiedenen Wert einnehmen kann, und dass die Steuereinheit
(11) derart ausgestaltet ist, dass während der Erfassung der Röntgenstrahlung
wenigstens zwei unterschiedliche Winkelstellungen eingestellt werden.
- 25 6. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 5,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Röntgendetektor (3) zur Veränderung seiner Position und/oder Orientierung an
einer oder mehreren Schienen (14) angebracht ist.

1.7.03.03

PHDE020067

20

7. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

- 5 dass der Röntgendetektor (3) zur Veränderung seiner Position und/oder Orientierung an einer im wesentlichen senkrecht zur Zentralstrahlachse (16) angeordneten Schiene (14), insbesondere an einer um den Fokuspunkt der Röntgenquelle (2) gekrümmten Schiene, angebracht ist.

8. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

- 10 dass der Röntgendetektor (3) ein flacher, rechteckiger Röntgendetektor ist.

9. Röntgeneinrichtung nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

- 15 dass die Steuereinheit (11) ausgestaltet ist zum mehrfachen Verfahren der Röntgenquelle (2) entlang einer Trajektorie während der Röntgendurchstrahlung des Untersuchungsobjekts und zur Einstellung einer unterschiedlichen Winkelstellung des Röntgendetektors (3) während jedes Durchlaufs derselben Trajektorie.

10. Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen mittels eines Röntgengeräts,

- 20 insbesondere nach Anspruch 1, mit einer Röntgenquelle (2) zur Emission eines kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels und einem Röntgendetektor (3) zur Erfassung der Röntgenstrahlung nach Durchtreten eines entlang einer Objektachse (4) angeordneten Untersuchungsobjekts, während die Röntgenquelle (2) und der Röntgendetektor (3) entlang einer Trajektorie verfahren werden,

25 dadurch gekennzeichnet,

- dass die Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors (3) relativ zur Röntgenquelle (2) während der Erfassung der Röntgenstrahlung zur Maximierung des rekonstruierbaren Untersuchungsbereichs verändert wird.

17.03.02

PHDE020067

21

11. Computerprogramm mit Programmmitteln zur Veranlassung eines Computers zur Steuerung eines Röntgengeräts nach Anspruch 1 entsprechend dem Verfahren nach 10, wenn das Computerprogramm auf einem Computer läuft.

ZUSAMMENFASSUNG

Röntgengerät mit lageveränderlichem Röntgendetektor

- Die Erfindung betrifft ein Röntgengerät mit einer Röntgenquelle (2) zur Emission eines kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels und einem Röntgendetektor (3) zur mehrfachen Erfassung der Röntgenstrahlung nach Durchtreten eines entlang einer Objektachse (4) angeordneten Untersuchungsobjekts, während die Röntgenquelle (2) und der Röntgendetektor (3) entlang einer Trajektorie verfahren werden. Um die Größe des rekonstruierbaren Untersuchungsbereichs zu erhöhen, ohne die Größe des Röntgendetektors zu erhöhen, und um das Problem von in transversaler Richtung abgeschnittenen Projektionen möglichst zu vermeiden, wird erfindungsgemäß ein Röntgengerät vorgeschlagen, das gekennzeichnet ist durch Mittel (12, 14, 15) zur Veränderung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors (3) relativ zur Röntgenquelle (2) und durch eine Steuereinheit (11) zum Verfahren der Röntgenquelle (2) und des Röntgendetektors (3) entlang der Trajektorie und zur Steuerung der Position und/oder Orientierung des Röntgendetektors (3) während der Erfassung der Röntgenstrahlung.

Fig. 7

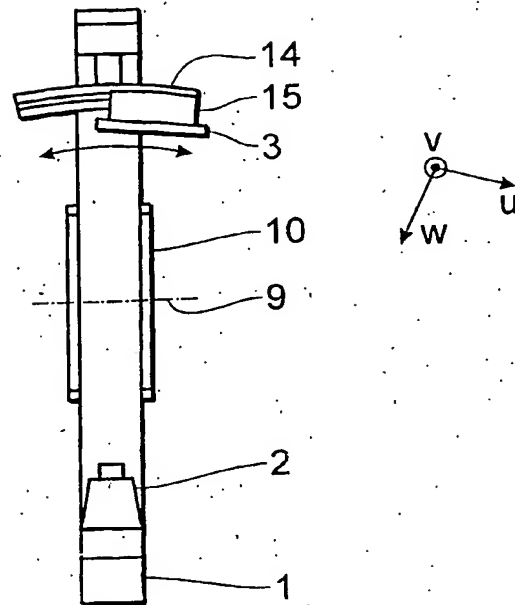


Fig. 7

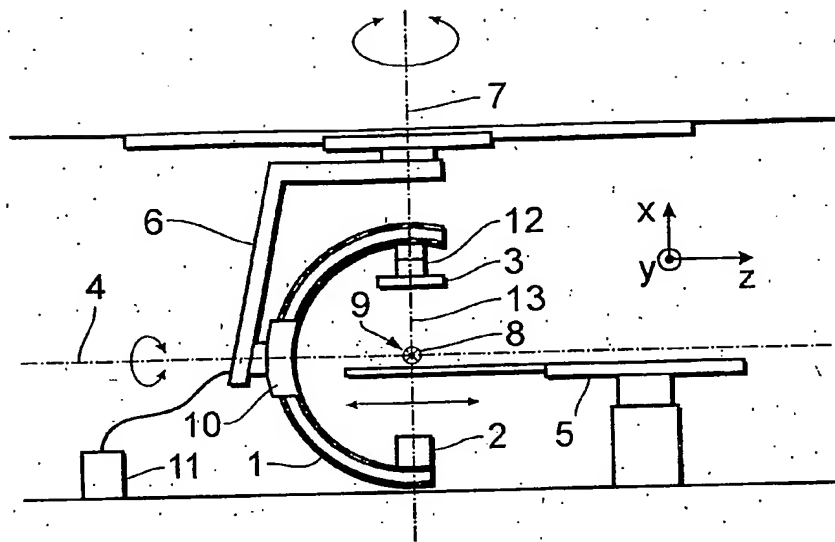


Fig. 1a

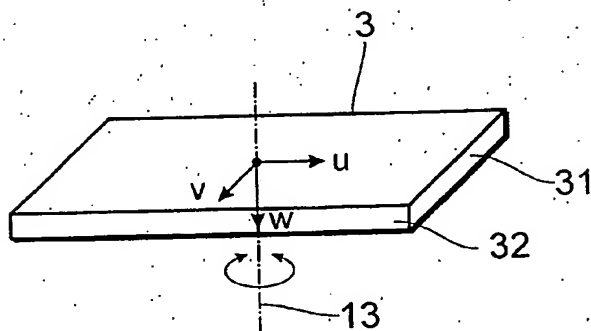


Fig. 1b

2/3

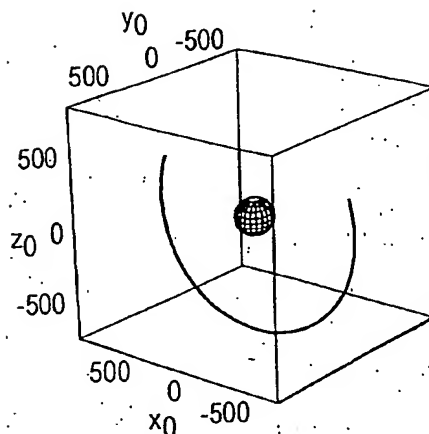


Fig. 2

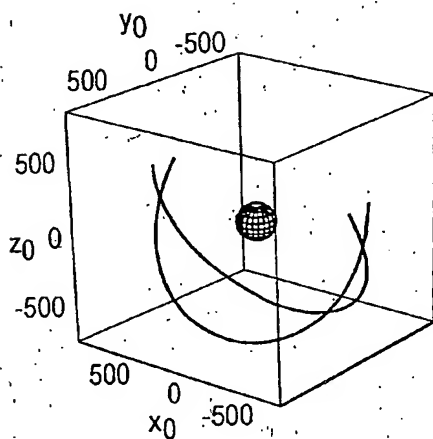


Fig. 3

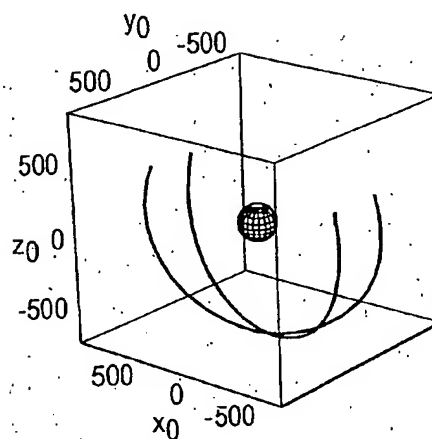


Fig. 4

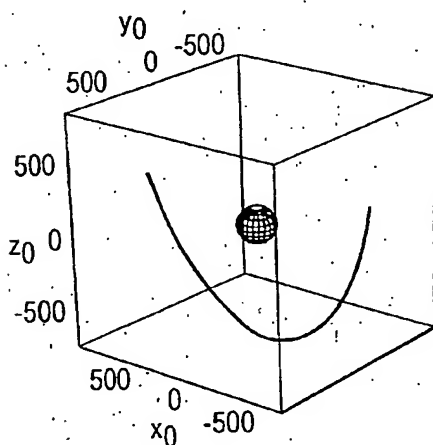


Fig. 5

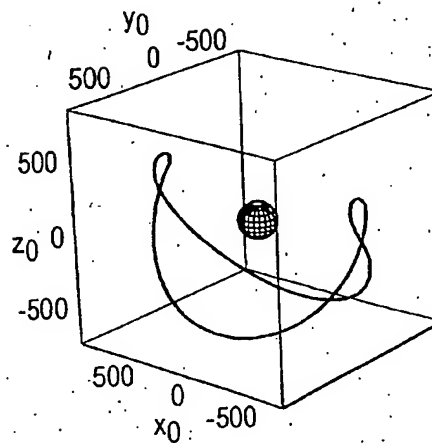


Fig. 6

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.